

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2005-074156

(43)Date of publication of application : 24.03.2005

(51)Int.Cl.

A61N 5/10
A61B 5/055
G01R 33/28
// A61B 6/00
A61B 6/03

(21)Application number : 2003-311691

(71)Applicant : MITSUBISHI ELECTRIC CORP
RIKOGAKU SHINKOKAI

(22)Date of filing : 03.09.2003

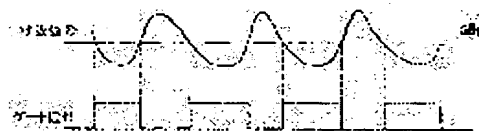
(72)Inventor : MIYAKE YOSHIHIRO
YAMAMOTO TOMOHIITO
HIRASAWA HIROSUKE
SHIRAMATSU NAOKI
HARADA HISASHI

(54) RESPIRATORY SYNCHRONIZER

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a respiratory synchronizer by which radiation exposure and imaging are made possible at pinpoint at the appearance time of a respiration bottom.

SOLUTION: In a radiotherapy apparatus having a respiratory measurement section which detects a respiratory signal, a respiratory signal processing section which calculates a phase signal and a period signal from the respiratory signal, delivers the phase signal to a tempo control section, and delivers the period signal to a respiration bottom forecasting section, a tempo control section which forms a tempo adjustment signal adjusting a musical tempo according to the phase signal and feeds the tempo adjustment signal to a sound control section, the sound control section which carries out tempo adjustment according to the tempo adjustment signal and performs music, a respiration bottom forecasting section which anticipates appearance timing of the following respiration bottom by calculating the following respiratory period data from past respiratory period data, brings a gate signal into an ON state on the basis of the time only before and behind that time, and gives it to an illumination control section, and an illumination control section which controls a radiation generating section and an irradiation part based on the gate signal, the respiratory signal of a patient and a vibrator concerning the tempo coordination signal perform mutual drawing in.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-74156

(P2005-74156A)

(43) 公開日 平成17年3月24日(2005.3.24)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A61N 5/10	A61N 5/10 M	4C082
A61B 5/055	A61B 5/05 370	4C093
G01R 33/28	G01N 24/02 Y	4C096
// A61B 6/00	A61B 6/00 335	
A61B 6/03	A61B 6/03 370B	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2003-311691 (P2003-311691)	(71) 出願人	000006013
(22) 出願日	平成15年9月3日 (2003.9.3)		三菱電機株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目2番3号
		(71) 出願人	899000013
			財団法人理工学振興会
			東京都目黒区大岡山2-12-1
		(74) 代理人	100086405
			弁理士 河宮 治
		(74) 代理人	100101454
			弁理士 山田 卓二
		(72) 発明者	三宅 美博
			神奈川県横浜市緑区長津田町4259 東京工業大学内

最終頁に続く

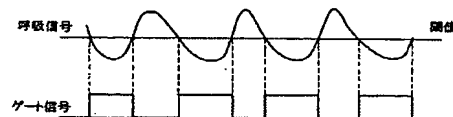
(54) 【発明の名称】 呼吸同期装置

(57) 【要約】

【課題】 呼吸ボトムの出現時点でピンポイントに放射線照射や画像撮影を可能にする。

【解決手段】 呼吸信号を検出する呼吸測定部と、呼吸信号から位相信号と周期信号を計算し位相信号をテンポ制御部に受け渡し周期信号を呼吸ボトム予測部に受け渡す呼吸信号処理部と、位相信号に応じて音楽のテンポを調整するテンポ調整信号を生成し該テンポ調整信号を音響制御部へ送るテンポ制御部と、テンポ調整信号に応じてテンポ調整して音楽を演奏する音響制御部と、過去の呼吸周期データから次の呼吸周期データを計算して次の呼吸ボトムの出現タイミングを予測しその時点を基準にしてその前後でのみゲート信号をオン状態にして照射制御部に与える呼吸ボトム予測部と、ゲート信号に基づいて放射線発生部と照射部を制御する照射制御部とを有する放射線治療装置において、患者の呼吸信号とテンポ調整信号に係る振動子とが相互引き込みを為すことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の呼吸を経時的に呼吸信号として検出する呼吸測定部と、

呼吸信号から呼吸位相信号と呼吸周期信号を計算し、呼吸位相信号をテンポ制御部に受け渡し、呼吸周期信号を呼吸ボトム予測部に受け渡す呼吸信号処理部と、

呼吸位相信号に応じて音楽のテンポを可変調整するテンポ調整信号を生成し、該テンポ調整信号を音響制御部へ送るテンポ制御部と、

テンポ制御部からのテンポ調整信号に応じてテンポ調整した音楽を発生する音響制御部とを有し、

過去の呼吸周期データから、次の呼吸ボトムの出現タイミングを予測し、その出現タイ 10
ミングに応じて機器の動作を指示する呼吸同期装置において、

患者の呼吸信号とテンポ調整信号に係る振動子とが相互引き込みを為すことを特徴とする呼吸同期装置。

【請求項 2】

上記テンポ調整信号に係る振動子の固有振動数を、目標値の振動数に向けて複数の段階において変化させ、相互引き込みを多段階に発生させることを特徴とする、請求項 1 に記載の呼吸同期装置。

【請求項 3】

患者が音楽に合わせたタッピングを行うためのスイッチを備えることを特徴とする、請求項 1 又は請求項 2 に記載の呼吸同期装置。 20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、呼吸同期装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

肺や肝臓などの体幹部の臓器を対象とした放射線治療では、呼吸の影響で患部が動くため、正常組織に不要な被曝を与えることなく、ビームを患部にのみ集中的に照射することが困難であるという問題点がある。同じく、体幹部を対象とした放射線（等による）画像 30
診断では、呼吸の影響で対象領域が動くため、息止めを実施しない場合には、撮影画像の画質が劣化するという問題点がある。放射線治療、画像診断のいずれにおいても、臓器の動きが比較的長時間停止するとされる呼気相終末（呼吸ボトム）のタイミングに同期して、ビーム照射や画像撮影が実施されるのならば、上記問題点を解決できるとされている。

【0003】

よって、従来から、各種センサにより呼吸信号を検出し、呼吸に同期してビーム照射や画像撮影を実施する、いわゆる呼吸同期方式が採用されている。この呼吸同期方式では、照射効率と照射精度のバランスの取れた治療をおこなうために、患者の呼吸が安定していることが要求される。（呼吸同期方式については、後で詳述する。）

【0004】

呼吸同期方式を利用し核磁気共鳴装置を対象とする特許文献 1（特開平 1-97445）に係る発明では、一定リズム（テンポ）を持った音楽を患者に聞かせることで、呼吸を一定周期に近づけ、定常状態になったのを確認してから、呼吸に同期して撮影を開始するようにしている。更に、特許文献 1 の発明は、音楽の小節周期、もしくはその整数倍の周期に、患者の呼吸周期が引き込むという、いわゆる引き込み現象を応用しているが、それは特に強制引き込みと呼ばれているものである。医療現場では、患者の呼吸が不安定であるケースが多く、一定リズムの音楽を患者に聞かせるだけでは、呼吸の安定化には不十分であるといえる。

【0005】

また、特許文献 1 には、一定の慣性モーメントを持つ物体を回させる等の規則的な動作 50

を患者に行わせるという手法が記載されているが、その利用は体幹部の体動につながり、放射線治療や画像診断に適合的と言えない。

【0006】

放射線治療装置を対象とした特許文献2に係る発明では、通常の呼吸同期方式とは異なるゲーティング方式が提案されている。つまり、パターンマッチングにより呼吸周期を予測し、予測した呼吸周期から得られる呼吸位相に基づくゲーティングをおこなう。予測したビーム照射期間に先立ち、事前にゲーティングシステムを運転開始することで、ゲーティングシステムの機械的な立ち上がり時間を補償し、ゲート信号のオン状態と実際のビーム照射期間とを完全一致させる。これにより、効率的なビーム照射が実現されるとする。ところで、人間の生理的な挙動は時々刻々変動し、ささいな心理的状态の変化にも大きく影響を受ける。このような状況下では上記パターンマッチングに基づく予測は不十分である。特に例外処理において大きい限界がある。つまり、呼吸が安定しない状況下ではパターン化できる生理的挙動の比率は全データ内で大きくない。このため、予測精度の劣化が生じ、ゲート信号のオン状態の出現頻度が著しく低下してしまい、治療時間の大幅な延長につながる。

【0007】

以上により、自然呼吸状態下での呼吸周期の予測、予測したタイミングでのビーム照射制御は実効的に不可能であり、実際の治療に適用することはできなかった。

【0008】

上記特許文献2の発明は、機械から人間に一方的に適応する形式であり、上記特許文献1は、人間が機械に一方的に適応する形式である。いずれの形式でも、その特徴は作用関係が一方的であることであり、そのような形式にとどまっている限り、上記の問題点は克服できないと考えられる。

【特許文献1】特開平1-97445号公報

【特許文献2】特表2002-528193公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、治療時間を大幅に延長することなく、呼吸ボトムの出現時点でピンポイントにビーム照射や画像撮影を実行可能にすることを目的とする。この際、患者に負担をかけることなく、安定した呼吸状態を長時間維持できるようにする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、上記の目的を達成するためになされたものである。本発明に係る呼吸同期装置は、

患者の呼吸を経時的に呼吸信号として検出する呼吸測定部と、

呼吸信号から呼吸位相信号と呼吸周期信号を計算し、呼吸位相信号をテンポ制御部に受け渡し、呼吸周期信号を呼吸ボトム予測部に受け渡す呼吸信号処理部と、

呼吸位相信号に応じて音楽のテンポを可変調整するテンポ調整信号を生成し、該テンポ調整信号を音響制御部へ送るテンポ制御部と、

テンポ制御部からのテンポ調整信号に応じてテンポ調整した音楽を発生する音響制御部とを有し、

過去の呼吸周期データから、次の呼吸ボトムの出現タイミングを予測し、その出現タイミングに応じて機器の動作を指示する呼吸同期装置である。その呼吸同期装置において、

患者の呼吸信号とテンポ調整信号に係る振動子とが相互引き込みを為すことを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

まず、本発明を利用することにより、患者の呼吸が誘導され呼吸周期の安定化が図られる。更に、呼吸ボトムが的確に予想され、よって、呼吸ボトムでのピンポイントでのビー

ム照射や画像撮影が可能となり、大幅に照射精度や画像の質が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下において、図面を参照しつつ本発明に係る実施の形態を説明する。

【0013】

呼吸同期方式について。

まず、実施の形態の説明の前提として、図1、図2、図3及び図4により呼吸同期方式を説明する。呼吸同期方式では、呼吸信号に対して閾値を設定し、呼吸信号が閾値に関する要件を満たしている場合にゲート信号がオン状態になる。要件とは、呼吸信号が閾値以下のレベルにある、呼吸信号が閾値以上のレベルにある、呼吸信号が2つの閾値の間レベルにある、などというものである。ゲート信号とは、ビーム照射や画像撮影を制御するための信号であり、ゲート信号がオン状態の時に、ビーム照射や画像撮影が実行され、ゲート信号がOFF状態の時は、ビーム照射や画像撮影は実行されない。図1は、呼吸信号が閾値以下のレベルにあるという要件の場合の、ゲート信号の遷移の例を示す。

【0014】

ここで、図2のように、閾値の設定が適切でない、即ち呼吸ボトムよりかなり上のレベルに設定されてしまうと、呼吸ボトムの出現時点から時間的にずれたタイミングでも、ビーム照射や画像撮影が実行されることになり得る。そこで、図3のように、閾値が呼吸ボトム近辺のレベルに設定された場合、ゲート信号のオン状態の時間間隔は狭くなり、ビーム照射や画像撮影の期間は呼吸ボトムの出現時点に近づくため、この問題を回避することができる。しかし、図4のように、呼吸そのものが不安定な場合は、閾値が呼吸ボトム近辺のレベルに設定されることで、ゲート信号のオン状態の出現頻度が著しく低下し、治療時間の大幅な延長につながる。これは、患者の負担が大きくなるため避けなければならない。

【0015】

従って、呼吸同期方式では、照射効率と照射精度のバランスの取れた治療を行うため、患者の呼吸が安定していることが要求される。よって本発明では、人間の生理的挙動は時々刻々と変化し安定しにくいという現実の状況下で、安定し難い挙動を安定させるために、人間と人間を制御する側の機械との間のインタラクションを導入する。

【0016】

具体的には、相互引き込みという手法により人間の生理的挙動のリズムと機械のリズムを相互に引き込ませ、ある程度の生理的挙動のばらつきを許容しつつ、生理的挙動を安定化させる。同時に、次の生理的挙動のサイクルを予測することで、放射線治療装置又は画像診断装置の生理的挙動に完全同期した動作を実現する。つまり、生理的挙動の安定化と生理的挙動の予測という2重化された制御手法を利用する。

【0017】

実施の形態1.

図5は、本発明に係る実施の形態1の呼吸誘導型放射線治療装置100（以下、「放射線治療装置100」と称する）の構成を示すブロック図である。放射線治療装置100では、患者に音楽を聞かせ、音楽に合わせたタッピングをさせることで、患者の呼吸を誘導する。その結果、患者の呼吸周期は一定値に安定して、呼吸に完全同期した放射線治療を行うことができる。

【0018】

上記放射線治療装置100は、音響制御部101、呼吸測定部102、呼吸信号処理部103、テンポ制御部104、放射線発生部105、照射部106、照射制御部107、呼吸ボトム予測部108、及び、スイッチ109を有する。これらの構成要素を備える放射線治療装置100による実施の形態1の概略ポイント（3点）をまず示す。

【0019】

1つ目は、テンポ制御部104内で、呼吸のモデルである位相振動子の微分方程式（以下の数1の式）の解をリアルタイムに数値計算し、微分方程式の解の周期に応じて音楽の

テンポを生成し、音響制御部101から出力する点である。数1の位相振動子の微分方程式には、患者の呼吸信号の位相と位相振動子の位相との差に応じた摂動項が挿入されている。これにより、音楽を媒介にして、患者の呼吸と位相振動子とが相互に引き込むようになる。呼吸と位相振動子の両者の位相関係に基づいて、音楽のテンポが変化するため、テンポは一定ではなく、ある種のゆらぎをもったものになる。一方が他方の一定リズムに一方的に引き込む強制引き込みではなく、一方と他方がお互いに歩み寄るような形式で中間点に引き込むこのようなケースは、相互引き込みと呼ばれている。相互引き込みにより、引き込みを安定的に継続させることが可能となる。

【0020】

2つ目は、音楽に合わせたタッピング動作を導入する点である。音楽による聴覚刺激と、音楽に合わせた身体動作とを組み合わせることで、音楽リズムと呼吸リズムの引き込み頻度が飛躍的に高まる。身体動作としては、指を動かす程度のタッピングで十分であり、放射線治療および画像診断の分野に十分適用可能である。タッピングを導入することで、患者が音楽に合わせて呼吸をするという意識を持たなくても、引き込みが発生する。これは、患者の強制感を緩和することにつながる。患者は、例えば、スイッチ109を押す（タップする）ことによりタッピング動作を実現することができる。タッピング動作は他の形態のものであってもよい。

【0021】

3つ目は、上記2つの工夫により呼吸が安定化した状態において、呼吸ボトムを予測する点である。呼吸ボトム予測部108では、呼吸信号処理部103から呼吸周期に関する情報を得、蓄積した過去の呼吸周期から次の呼吸周期を予測し、呼吸ボトムの出現タイミングを予測する。ビーム照射や画像撮影の理想的なタイミングは呼吸ボトムの出現時点であるため、そのタイミングでビーム照射や画像撮影することで、大幅な精度の改善を図ることができる。呼吸が安定化した状態であるため、移動平均、自己回帰モデル、カルマンフィルタなどの既存の推定手法を用いることで次の呼吸周期の予測が容易にできる。

【0022】

続いて、各部の構成について示す。なお、以下では、放射線治療装置について説明するが、本発明の実施の形態は、画像診断装置においても利用可能である。その場合、例えば、照射部106の代わりに、画像撮影部（等）が設定されることになる。更に、本発明の実施の形態は、核磁気共鳴画像診断装置や超音波画像診断装置などにおいても、利用可能である。

【0023】

放射線発生部105は、放射線を加速する加速器である。加速器の種類としては、例えばシンクロトロンや線型加速器が挙げられる。シンクロトロンは陽子線や炭素線を発生・加速させ、線型加速器は電子線やX線を発生・加速させる。

【0024】

照射部106は、放射線を患者に向けて照射するための装置である。例えば、照射野形成のためのコリメータやフィルタ等から構成される。

【0025】

照射制御部107は、後述するゲート信号に基づいて、放射線発生部105および照射部106を制御する。

【0026】

呼吸測定部102は、例えば位置計測用のカメラとそのコントローラであり、患者の体表に貼り付けたマーカーの呼吸に伴う位置変動を呼吸信号として検出する。その他、呼吸信号計測用のセンサとしては、伸縮性可変抵抗素子を内蔵したバンド式の呼吸ピックアップ、サーミスタ、歪ゲージ、レーザー変位計などを用いることができる。

【0027】

呼吸信号処理部103は、呼吸信号から位相と周期を計算する。位相の計算は、一つ前の呼吸周期に対して、現在のサンプル点の位置関係から検出する。周期は、呼吸ボトム間の間隔を計算して求める。呼吸位相はテンポ制御部104に受け渡され、呼吸周期は呼吸

ボトム予測部108に受け渡される。

【0028】

テンポ制御部104は、呼吸モデルである位相振動子（数1）の解（ θ_1 ）をリアルタイムに数値計算し、位相振動子の周期に応じて音楽のテンポを生成し、音楽のテンポを可変調整するためのテンポ調整信号を音響制御部101へ送る。

【0029】

【数1】

$$d\theta_1/dt = \omega_1 + \xi_1 \sin(\theta_2 - \theta_1)$$

【0030】

位相振動子の周期から音楽のテンポを生成するには、まず、位相振動子の周期から1分間あたりの波の数を計算する。次に、1分間あたりの波の数と1小節を構成する拍数とを掛け合わせ、音楽のテンポとする。例えば、周期が4秒で4分の4拍子の曲であれば、1分間あたりの波の数は15（回/分）、1小節を構成する拍数は4（拍）となり、60（BPM: Beat Per Minute）が音楽テンポになる。このようにして、位相振動子の周期を音楽のテンポに反映させることで、音楽を媒介にして、位相振動子と患者の呼吸とが相互に引き込むようになる。なお、呼吸との引き込みは他の非線形振動子でも可能であり、位相振動子は一例である。

【0031】

音楽リズムと患者の呼吸リズムとの関係を、下記の数1、数2を用いて模式的に説明する。なお、数2は説明のために患者の呼吸をモデル化したものであり、実際に数値計算されるものではない。 θ_1 は音楽（位相振動子）の位相、 ω_1 は音楽（位相振動子）の固有振動数、 θ_2 は呼吸の位相、 ω_2 は呼吸の固有振動数である。 ξ_1 は音楽（位相振動子）と呼吸間の結合の強さをあらわす係数である。 ξ_1 を大きくすると音楽テンポは呼吸に応じて変化しやすくなり、小さいとその逆となる。 ξ_2 は患者の内的な状態をあらわす係数である。例えば、（後で説明する）音楽に合わせたタッピング動作により ξ_2 は大きくなる可能性がある。 ξ_2 を大きくすると呼吸テンポは音楽に応じて変化しやすくなり、小さいとその逆となる。

【0032】

【数2】

$$d\theta_2/dt = \omega_2 + \xi_2 \sin(\theta_1 - \theta_2)$$

【0033】

数1の挙動について考える。 θ_2 が θ_1 より大きい場合、つまり、呼吸が音楽より位相が進んでいる場合、数1の右辺第二項は正となり、やがて θ_1 は θ_2 に近づく。つまり、音楽のテンポが早まり、音楽の位相が呼吸の位相に近づく。 θ_2 が θ_1 より小さい場合、つまり、呼吸が音楽より位相が遅れている場合、数1の右辺第二項は負となり、やがて θ_1 は θ_2 に近づく。つまり、音楽のテンポが遅くなり、音楽の位相が呼吸の位相に近づく。

【0034】

数2の挙動について考える。 θ_1 が θ_2 より大きい場合、つまり、音楽が呼吸より位相が進んでいる場合、数2の右辺第二項は正となり、やがて θ_2 は θ_1 に近づくことが予想される。つまり、呼吸のテンポが速まり、呼吸の位相が音楽の位相に近づくことが期待される。 θ_1 が θ_2 より小さい場合、つまり、音楽が呼吸より位相が遅れている場合、数2の右辺第二項は負となり、やがて θ_2 は θ_1 に近づくことが予想される。つまり、呼吸のテンポが遅くなり、呼吸の位相が音楽の位相に近づくことが期待される。以上のように、位相振動子の周期を音楽のテンポと対応づけることで、音楽を媒介にした位相振動子と患者の呼吸の相互引き込みが成立する。

【0035】

呼吸ボトム予測部108は、過去の呼吸周期から、未来の次の呼吸周期を推定し、呼吸

10

20

30

40

50

ボトムの出現タイミングを予測する。更に、次の呼吸ボトムが予測される時点を基準にして、その前後でゲート信号がオン状態になり、その他の時はOFF状態となるようにする。ここで、ゲート信号がオン状態の場合のみ加速器からビームを取り出すことが可能になる。換言すれば、ゲート信号とは、患部に放射線を照射可能な期間を示すといえる。また、呼吸ボトムは最も照射に適したタイミングである。この場合、最も照射に適したタイミングとは、呼吸等により移動する患部が治療計画時とほぼ同じ位置にあるタイミングをいう。ゲート信号の幅は、ビームの幅（スビル幅）と同程度、もしくは、若干大きめぐらいにしておけばよい。

【0036】

予測アルゴリズムは、例えば、自己回帰（AR: Auto Regressive）モデルやその移動平均（ARMA: Auto Regressive Moving Average）モデルを用いる。自己回帰モデルは、以下の数3のように記述される。

【数3】

$$y_n = a_0 + a_1 \cdot y_{n-1} + a_2 \cdot y_{n-2} + \dots + a_p \cdot y_{n-p} + x_n$$

【0037】

呼吸信号処理部103より逐次得られる呼吸周期を、過去1呼吸前（ y_{n-1} ）から過去p呼吸前（ y_{n-p} ）まで蓄積し、これらの呼吸周期の値から数3に従って、未来の次の呼吸周期（ y_n ）を推定する。（p+1）個の呼吸周期データを使って、事前に、数3の左辺と右辺を最小2乗法でフィッティングし、係数 $a_0 \sim a_p$ を決定しておく必要がある。 x_n はノイズ項をあらわし、同じく、事前に値を設定しておく必要がある。係数 $a_0 \sim a_p$ は一度計算したら、そのまま固定値として使用できるが、新たな呼吸周期が得られるたびに逐次再計算して、新たなものを使用するようにしてもよい。また、予測アルゴリズムとしてカルマンフィルタを利用するようにしてもよいし、過去の呼吸周期の移動平均を利用するようにしてもよい。

【0038】

よって、予測アルゴリズムとしては、

- (1) 単純外挿法、
 - (2) 移動平均法、
 - (3) 自己回帰モデル、
 - (4) ($a_0 \sim a_p$ が呼吸周期を求める毎に計算される) カルマンフィルタ、
- などが利用され得ることになる。

【0039】

音響制御部101は、音源データ格納部とプレイヤとスピーカから構成され、外部からの信号に応じて任意にテンポ調整が可能である。音楽のデータ形式に制約はなく、そのテンポ制御は、音譜と音譜との間の時間を延ばしたり、縮めたりすることで実現可能である。例えば、音源データがいわゆるMIDIデータである場合には、音譜と音譜との間隔を各々の音譜ごとに制御するようにしてもよい。また、音譜ごとに時間間隔が変わると違和感が感じられる場合、一定時間ごと、もしくは、音楽の小節周期ごとにテンポを変化させてもよい。

【0040】

スイッチ109は、タッピング動作のためのスイッチである。患者が、当該スイッチをタッピングする（継続して軽く打つ）ことで、音楽に合わせた指のタッピング動作を実現することができる。

【0041】

次に、図6を参照して、図5に示す放射線治療装置100が、放射線の照射に際して、患者の呼吸を誘導する処理を説明する。図6は、放射線治療装置100が、患者の呼吸を誘導する処理を示すフローチャートである。

【0042】

最初に、S1で、安静時の患者の呼吸を一定時間計測し、音楽（位相振動子）の固有振

動数 (ω_1) を決定する。つまり、音楽テンポの初期値を決定する。同時に、呼吸ボトム予測部 108 で、呼吸ボトムの出現タイミングを予測するための、予測モデル (例えば、自己回帰モデル) における係数を決定しておく。

【0043】

次に S2 で、音響制御部 101 を動作させて、前記テンポでの音楽の再生を開始する。同時に、呼吸測定部 102 において、患者の呼吸を測定して、呼吸信号を生成する。

【0044】

次に S3 で、呼吸信号処理部 103 が、呼吸測定部 102 から受け取った呼吸信号を元に、呼吸の位相を計算する。位相の計算は一定時間ごとに実施する。S4 で、呼吸の周期を計算する。周期の計算は呼吸のボトムが検出されるたびに実施する。

10

【0045】

次に S5 で、テンポ演算部 104 において、位相振動子の解を数値計算する。例えば 4 次のルンゲクッタ法を用いた数値計算をコンピュータプログラムで実行する。位相振動子の周期を計算して、周期から音楽テンポを決定する。

【0046】

次に S6 で、呼吸ボトム予測部 8 は、呼吸信号処理部 103 から受け取った呼吸周期を元に、次の呼吸ボトムを予測し、ゲート信号を生成する。

【0047】

S5 が終了すると、S3 へ戻り、S6 が終了すると、S4 へ戻り、治療が終了するまで上記手続きが繰り返される。

20

【0048】

図 7 に基づき、実施の形態 1 の効果を説明する。従来の呼吸同期方式では、呼吸振幅の Peak to Peak のボトムから約 3 分の 1 付近に閾値が設定され、呼吸信号が閾値を下回ると図 7 (1) 下段に示すようにゲート信号がオン状態になっていた。この方式では、ボトムからずれた場所でもビームが照射されてしまう。照射精度を上げるためには、閾値を呼吸ボトムに近づける必要があるが、患者の呼吸振幅が不安定である場合には、閾値を下げると治療時間が大幅に延長してしまう。実施の形態 1 により、呼吸を誘導し周期の安定化を図り、呼吸ボトムを予想した場合、呼吸ボトムでのピンポイントでのビーム照射が可能となり (図 7 (2))、大幅に照射精度が向上する。

【0049】

30

実施の形態 2.

実施の形態 2 は、患者の呼吸を、予め設定された目標となる呼吸周期に誘導する構成を備える。目標となる呼吸周期への誘導は、相互引き込み状態を多段階的に創出させることで実現する。具体的には、患者の呼吸と位相振動子の相互引き込み状態を判定し、相互引き込みが達成された場合、位相振動子の固有振動数 ω_1 を目標周期へ若干近づけて変化させることにより、次の相互引き込み状態を誘発する。以上を繰り返し実行することで、患者の呼吸を任意の目標周期に誘導可能とする。

【0050】

図 8 は、本発明に係る実施の形態 2 の呼吸誘導型放射線治療装置 200 (以下、「放射線治療装置 200」と称する) の構成を示すブロック図である。放射線治療装置 200 では、実施の形態 1 の放射線治療装置 100 に対して、判定部 201 と、目標値入力部 202 とが新たに設けられている。これらの構成の追加に伴い、テンポ演算部 104 は新たな動作を行う。

40

【0051】

以下、放射線治療装置 200 の構成および動作を説明する。但し、以下説明する構成および動作以外については、実施の形態 1 の放射線治療装置 100 (図 5) と同じであるので、その説明は省略する。

【0052】

まず、目標値入力部 202 は、患者の呼吸周期の目標値を入力する装置であり、例えば、キーボード、マウス、数値ダイヤル等である。なお、実施の形態 1 で説明したように、

50

患者の呼吸周期とテンポとは相関関係があるので、患者の呼吸周期に変えて、目標となる音楽のテンポを入力し、目標値となる呼吸周期を求めてもよい。

【0053】

判定部201は、患者の呼吸と位相振動子の相互引き込み状態を判定する。本実施の形態では、位相振動子の位相(θ_1)と呼吸の位相(θ_2)との位相差が所定の値以下になった場合に引き込みが成立したとする。このとき、テンポ演算部104は、相互引き込み時の位相振動子の周期と、目標値入力部202から入力された目標呼吸周期との差分の一部を、相互引き込み時の位相振動子の固有振動数 ω_1 に加算する。例えば、差分が4Sのとき、差分の一部(2S)を周期から振動数に変換し、相互引き込み時の位相振動子の固有振動数 ω_1 に加算する。これにより、位相振動子の固有振動数 ω_1 が変更される。

10

【0054】

さらに次のステップでは、差分の残り2Sの一部(例えば、S)を周期から振動数に変換し、位相振動子の固有振動数 ω_1 に加算する。このように位相振動子の固有振動数 ω_1 を目標周期へ徐々に近づけて変化させることにより、次々と段階的に相互引き込み状態を誘発する。その結果、患者の呼吸は最終的な目標呼吸周期に誘導される。

【0055】

また、患者の呼吸と加速器の運転周期・初期位相とを一致させることにより、時間短縮による大幅な治療効率の向上が期待できる。

【0056】

実施の形態2によれば、位相振動子の周期と目標呼吸周期との差に応じて位相振動子の固有振動数を修正し、修正した位相振動子の周期に基づいて、患者へ与える音楽テンポを調整するため、患者の呼吸状態に合わせた無理のない相互引き込みが実現できるとともに、患者の呼吸を任意の周期に誘導することができる。

20

【0057】

実施の形態3.

図9は、本発明に係る実施の形態3の呼吸誘導型放射線治療装置300(以下、「放射線治療装置300」と称する)の構成を示すブロック図である。放射線治療装置300では、実施の形態1の放射線治療装置100に対して、スイッチ109と接続する刺激提示部110が新たに設けられている。

【0058】

以下、放射線治療装置300の構成および動作を説明する。但し、以下説明する構成および動作以外については、実施の形態1の放射線治療装置100(図5)と同じであるので、その説明は省略する。

30

【0059】

刺激提示部110は、患者がスイッチを押した(タッピングした)ことにより生成されるタイミング情報を、患者自身に提示する手段である。提示する手段(刺激提示部110)として、音楽に別途ドラム音を被せる、というものであってもよい。更に提示する手段として、光刺激や振動刺激を利用するものであってもよい。

【0060】

このように、患者のスイッチによるタイミング情報を患者自身にフィードバックすることにより、相互引き込みの引きこみ率や安定性を向上させることができる。

40

【0061】

その他の実施の形態.

上述の実施の形態では、再生する音楽のテンポを利用して、患者の呼吸を誘導するとして説明した。しかし音楽に限らず、例えば、光の緩やかな明滅や、患者の手足等への振動であってもよい。また、実施の形態1乃至実施の形態3では、放射線治療装置に関して述べたが、それに限定されるわけではなく、ビーム照射を画像撮影に置き換えることで、画像診断装置にも利用することができる。同様に、核磁気共鳴画像診断装置や超音波画像診断装置にも利用することができる。

【0062】

50

なお、実施の形態 1 乃至実施の形態 3 で説明した放射線治療装置の動作は、例えば、図 6 に示すフローチャートの処理を実現するコンピュータプログラムにより実現できる。したがって、そのような動作を行うコンピュータプログラム自体もまた、本発明の範疇に含まれる。そのようなコンピュータプログラムは、CD、DVD 等の光ディスク、フレキシブルディスク等の磁気記録媒体、フラッシュメモリ等の半導体記録媒体に記録され得る。また、そのようなコンピュータプログラムは、インターネット等のネットワークを介して伝送され得る。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図 1】呼吸信号が閾値以下のレベルにあるという要件の場合の、ゲート信号の遷移の例 10
を示す。

【図 2】呼吸信号が閾値以下のレベルにあるという要件の場合の、ゲート信号の遷移の例を示すが、閾値の設定が適切でないものの例である。

【図 3】呼吸信号が閾値以下のレベルにあるという要件の場合の、ゲート信号の遷移の例を示し、且つ、呼吸信号が安定している場合の例である。

【図 4】呼吸信号が閾値以下のレベルにあるという要件の場合の、ゲート信号の遷移の例を示すが、呼吸信号が不安定である場合の例である。

【図 5】本発明に係る実施の形態 1 の呼吸誘導型放射線治療装置の構成を示すブロック図である。

【図 6】実施の形態 1 において、放射線治療装置が患者の呼吸を誘導する処理を示すフロー 20
チャートである。

【図 7】実施の形態 1 を利用した場合の、呼吸信号及びゲート信号の推移の例である。

【図 8】本発明に係る実施の形態 2 の呼吸誘導型放射線治療装置の構成を示すブロック図である。

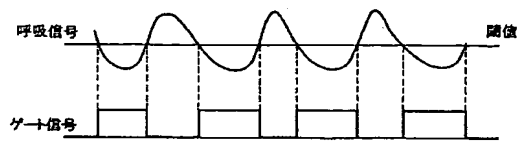
【図 9】本発明に係る実施の形態 3 の呼吸誘導型放射線治療装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

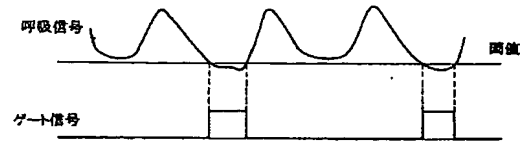
【0064】

100、200、300 放射線治療装置、 101 音響制御部、 102 呼吸測定部、 103 呼吸信号処理部、 104 テンポ制御部、 105 放射線発生部、 30
106 照射部、 107 照射制御部、 108 呼吸ボトム予測部、 109 スイッチ、 110 刺激提示部、 201 判定部、 202 目標値入力部。

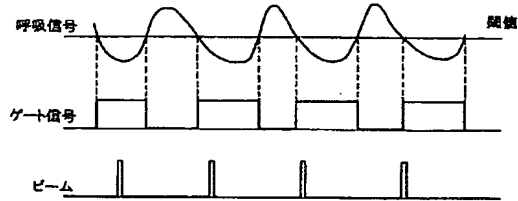
【図 1】



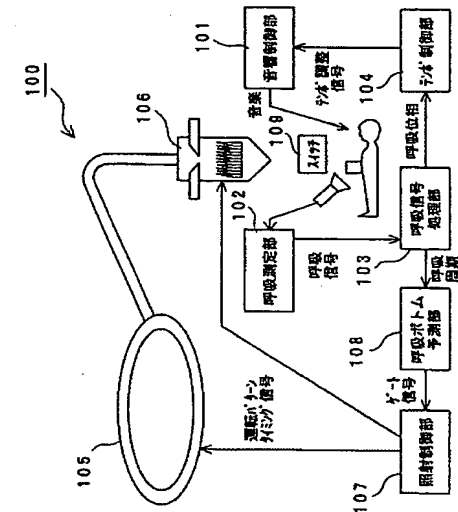
【図 4】



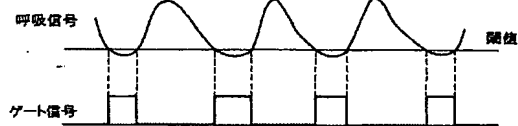
【図 2】



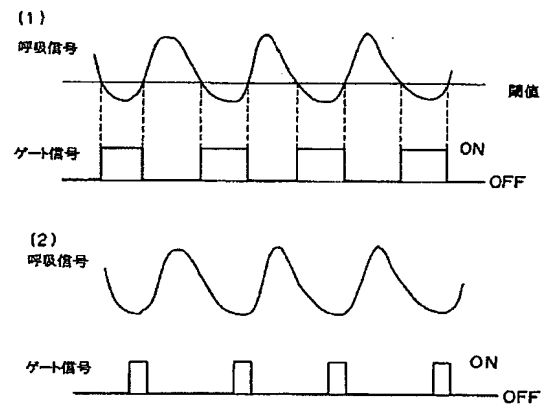
【図 5】



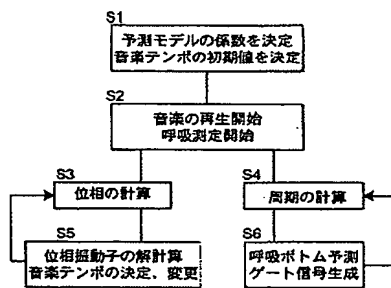
【図 3】



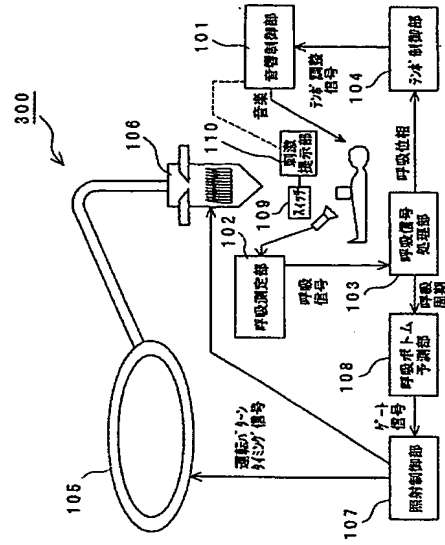
【図 7】



【図 6】



【图 9】



フロントページの続き

(72)発明者 山本 知仁

神奈川県横浜市緑区長津田町4 2 5 9 東京工業大学内

(72)発明者 平澤 宏祐

東京都千代田区丸の内二丁目2 番3 号 三菱電機株式会社内

(72)発明者 白松 直樹

東京都千代田区丸の内二丁目2 番3 号 三菱電機株式会社内

(72)発明者 原田 久

東京都千代田区丸の内二丁目2 番3 号 三菱電機株式会社内

F ターム(参考) 4C082 AA01 AC02 AC05 AC06 AE01 AJ20 AP08 AR02

4C093 AA22 AA25 CA35 FA19 FA47 FA52

4C096 AB12 AC04 AC05 AD12 AD19 AD27 DA19 FC10

【要約の続き】